

(51) Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テマコード* (参考)
A 6 1 B 5/00		A 6 1 B 5/00	C
	5/04	5/04	R
H 0 4 B 1/59		H 0 4 B 1/59	

審査請求 未請求 請求項の数25 ○ L (全 9 頁)

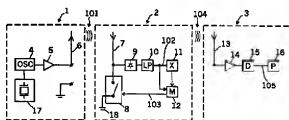
(21) 出願番号	特願2001-80425 (P2001-80425)	(71) 出願人	500109272 ラディ・メディカル・システムズ・アクチ エボラーク スウェーデン王国エスー754 50 ウプサ ラ, パルムブラダスガタン 10
(22) 出願日	平成13年3月21日 (2001.3.21)	(72) 発明者	ベルティリ・ヘク スウェーデン国エスエー723 44 ヴェ ステロス, クネクトガタン 1 エフ
(31) 優先権主張番号	0 0 8 5 0 0 5 0 . 6	(74) 代理人	100089705 弁理士 社本 一夫 (外5名)
(32) 優先日	平成12年3月21日 (2000.3.21)		
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (E P)		
(31) 優先権主張番号	6 0 / 1 9 9 3 6 0		
(32) 優先日	平成12年4月25日 (2000.4.25)		
(33) 優先権主張国	米国 (U S)		

## (54) 【発明の名称】 受動バイオテレメトリ

## (57) 【要約】

【課題】 生理学的変数を測定するためのセンサの位置及び電磁干渉に対する感度が低い通信システムを提供する。

【解決手段】 送信機 1 は生体外に配置され高周波エネルギーを送信する。受信機 3 は生体外に配置される。生理学的変数に敏感なセンサ 1 1 と変調器ユニット 1 2 とを備えるトランスポンダ・ユニット 2 が生体内に挿入される。変調器ユニット 1 2 はトランスポンダ・ユニット 2 の高周波エネルギー吸収を、生理学的変数を表す時間シーケンスに従って制御する。送信機 1 は略一定周波数及び振幅の高周波エネルギーをトランスポンダ・ユニット 2 に送信し、受信機 3 はトランスポンダ・ユニット 2 の高周波エネルギー吸収を監視し、生理学的変数を表す時間シーケンスを決定する。時間シーケンスは復号化され、生理学的変数の測定値として解釈される。



#### 【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体外に配置される高周波エネルギー送信機（1）と、該生体外に配置される高周波エネルギー受信機（3）と、生理学の変数に敏感なセンサ（11；31；75；85；41、43、47）を含むトランスポンダ・ユニット（2、22、72、82）とを備える、生体内の生理学の変数を測定するためのバイオテレメトリ・システムであって、

前記トランスポンダ・ユニットは、該ユニットの高周波エネルギー吸収を、前記生理学の変数を表す時間シーケンスに従って制御する変調器ユニット（12；32；45；74、76、77、78；81、83、84）を備えることを特徴とする、バイオテレメトリ・システム。

【請求項2】 前記トランスポンダ・ユニット（2、22、72、82）は、トランスポンダ・アンテナ（7、28、71、88）と整流器（9、29、73、87）とを備え、

前記アンテナ及び前記整流器は、前記センサ及び前記変調器ユニットへの電源を形成する、請求項1記載のバイオテレメトリ・システム。

【請求項3】 前記アンテナの少なくとも一部はガイドワイヤの芯線と一体化される、請求項2記載のバイオテレメトリ・システム。

【請求項4】 前記トランスポンダ・ユニット（82）は抵抗センサ（85）を備える、請求項1～3のいずれか一つに記載のバイオテレメトリ・システム。

【請求項5】 前記トランスポンダ・ユニット（72）は容量センサ（75）を備える、請求項1～4のいずれか一つに記載のバイオテレメトリ・システム。

【請求項6】 前記トランスポンダ・ユニットは、トランスポンダ・アンテナ（71）と整流器（73）と容量センサ（75）とインバータ（76、77、78）と抵抗（74）とを備える、請求項1記載のバイオテレメトリ・システム。

【請求項7】 前記トランスポンダ・ユニットは、抵抗センサ（85）と整流器（87）と演算増幅器（81）と抵抗（83、84）とコンデンサ（86）とトランスポンダ・アンテナ（88）とを備える、請求項1記載のバイオテレメトリ・システム。

【請求項8】 前記送信機は、略一定の出力周波数及び振幅を提供する携帯発振器（4、23）を含み、前記受信機は、前記送信機と同じ周波数で動作する携帯増幅器（14）を含む、請求項1記載のバイオテレメトリ・システム。

【請求項9】 前記携帯増幅器は同期増幅器である、請求項8記載のバイオテレメトリ・システム。

【請求項10】 生理学の変数に敏感なセンサ（11、52）を含むトランスポンダ・ユニット（2、22、72、82）を端部に備えるガイドワイヤ（50）であって、

前記トランスポンダ・ユニットの高周波エネルギー吸収を、前記生理学の変数を表す時間シーケンスに従って制御する変調器ユニット（12；32；45；74、76、77、78；81、83、84）を備えることを特徴とするガイドワイヤ。

【請求項11】 前記トランスポンダ・ユニット（2、22、72、82）は、トランスポンダアンテナ（7、28、71、88）と整流器（9、29、73、87）とを備え、

前記アンテナ及び前記整流器は、前記センサ及び前記変調器ユニットへの電源を形成する、請求項10記載のガイドワイヤ。

【請求項12】 前記アンテナの少なくとも一部は前記ガイドワイヤの芯線と一体化される、請求項11記載のガイドワイヤ。

【請求項13】 前記トランスポンダ・ユニット（82）は抵抗センサ（85）を備える、請求項10～12のいずれか一つに記載のガイドワイヤ。

【請求項14】 前記トランスポンダ・ユニット（72）は容量センサ（75）を備える、請求項10～12のいずれか一つに記載のガイドワイヤ。

【請求項15】 前記トランスポンダ・ユニットは、トランスポンダ・アンテナ（71）と整流器（73）と容量センサ（75）とインバータ（76、77、78）と抵抗（74）とを備える、請求項10記載のガイドワイヤ。

【請求項16】 前記トランスポンダ・ユニットは、抵抗センサ（85）と整流器（87）と演算増幅器（81）と抵抗（83、84）とコンデンサ（86）とトランスポンダ・アンテナ（88）とを備える、請求項10記載のガイドワイヤ。

【請求項17】 生理学の変数に敏感なセンサ（11、52）を有するトランスポンダ・ユニット（2、22、72、82）を備えたインプラント（160）であって、

前記トランスポンダ・ユニットの高周波エネルギー吸収を、前記生理学の変数を表す時間シーケンスに従って制御する変調器ユニット（12；32；45；74、76、77、78；81、83、84）を備えることを特徴とするインプラント。

【請求項18】 前記トランスポンダ・ユニット（2、22、72、82）は、トランスポンダ・アンテナ（167）と整流器（9、29、73、87）とを備え、前記アンテナ及び前記整流器は、前記センサ及び前記変調器ユニットへの電源を形成する、請求項17記載のインプラント。

【請求項19】 前記トランスポンダ・ユニット（82）は抵抗センサ（85）を備える、請求項17又は18記載のインプラント。

【請求項20】 前記トランスポンダ・ユニット（7

2)は容量センサ(75)を備える、請求項17又は18記載のインプラント。

【請求項21】 前記トランスポンタ・ユニットは、トランスポンダ・アンテナ(167)と整流器(73)と容量センサ(75)とインバータ(76、77、78)と抵抗(74)とを備える、請求項17記載のインプラント。

【請求項22】 前記トランスポンタ・ユニットは、抵抗センサ(85)と整流器(87)と減算増幅器(8)と抵抗(83、84)とコンデンサ(86)とトランスポンダ・アンテナ(167)とを備える、請求項17記載のインプラント。

【請求項23】 生体内の生理学的変数を測定するため、送信機が生体外に配置されて高周波エネルギーを送信し、高周波エネルギーの受信機が生体外に配置された方法であって、

トランスポンタ・ユニット(2、22、72、82)を導入するステップであって、該ユニットが、前記生理学的変数に敏感なセンサ(11;31;75;85;41、43、47)と、前記トランスポンタ・ユニット(2、22、72、82)の高周波エネルギー吸収を、前記生理学的変数を表す時間シーケンスに従って制御する変調器ユニット(12;32;45;74、76、77、78;81、83、84)とを備えるステップと、前記送信機を動作させて、前記トランスポンタ・ユニットに、略一定の周波数及び振幅の高周波エネルギーを提供するステップと、前記受信機を動作させて、前記トランスポンタ・ユニットの前記高周波エネルギー吸収を監視し、前記生理学的変数を表す時間シーケンスを決定するステップと、前記吸収時間シーケンスを復号化して、前記生理学的変数の測定値として解釈するステップと、を含む方法。

【請求項24】 前記トランスポンタ・ユニットを導入するステップは、前記センサ及び前記変調器ユニットを遠端に備えるガイドワイヤ(50)を生体の血管に導入することを含む、請求項23記載の方法。

【請求項25】 前記トランスポンタ・ユニットを導入するステップは、前記センサ及び前記変調器ユニットを配置したインプラント(160)の移植を含む、請求項23記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、生理学的変数値についての情報、特に侵襲的な測定によって決定されたかかる情報を無線転送する装置及び方法に関するものである。

【0002】

【従来の技術】生理学的変数を侵襲的に測定する一般的な必要性がある。例えば、心血管の疾患を検査する場合、被験者の状態を評価するために、血圧及び血流量の

所測定を得ることが強く望まれる。したがって、測定を行うべき箇所に小型センサを配置するとともに、小型センサと通信するための方法及び装置が開発されてきた。

【0003】例えば、生体の体液圧を測定するシステム及び方法は、米国特許第3,853,117号に記載されている。頭蓋腔内移植用のセンサは機械式共振構造として形成され、その共振周波数は体液圧の関数である。外部ソースから音波エネルギーを加え、その応答共振信号を受信することで、共振周波数を検出し、その結果として体液圧を決定することが可能である。

【0004】既知の頭蓋内圧モニタの別例は、大気圧による影響を受ける固有周波数を有する受動共振回路を備えた装置を記載する米国特許第4,026,276号を通して知られている。局所圧力は、頭蓋の外部に配置された電磁界からのエネルギーが吸収される周波数の観察によって測定される。

【0005】測定された生理学的変数の指示を連絡するため、音響ならびに電気機械的相互作用に基づく装置が開発されてきた。双方の場合において、センサは共振素子を備える。その共振周波数は決定すべき生理学的変数の関数である。エネルギーが、音響波又は電磁波の外部送信機から共振素子に向けて放射される。送信されたエネルギーの周波数は、予め選択された範囲を掃引され、監視ユニットによって記録される。監視されている送信エネルギーの降下はこの共振周波数において発生するから、記録ユニットは、周波数掃引中、共振素子の共振周波数を検出する。

【0006】生理学的変数を侵襲的に測定する既知の装置の上記の例は、双方とも、受動システムの一例である。即ち生体内のセンサは、電池又は電気リード線を介して提供される電気等、エネルギー源を必要としない。

【0007】心血管疾患の検査中に、測定の特定ポイントにセンサを案内するため、小型センサをガイドワイヤ又はカテーテルの遠端に搭載することが知られている。ガイドワイヤ又はカテーテルは、大腿動脈等の血管に挿入され、蛍光透視法により、機能異常が疑われる心血管系の局所サイトに案内される。

【0008】圧力、流れ、温度等を含む多数の生理学的変数についての小型センサ又はマイクロセンサの開発は、歴史的な標識を構成する。しかし、センサと、それに関連するケーブル及びコネクタとの組み合わせは、小さな物理的寸法、要求される機械的精度、及び患者の安全に対する妥協しうがない要求により、費用効率的に行うことが困難である。より具体的に、かかる装置の総製造コストの約半分、又は半分以上は、コネクタ及びケーブルに起因するものであると推定されている。

【0009】結果として、こういった機能を行う装置は依然として高価であり、これらの使用の広がりには、臨床優先度が最も高い領域に限られている。侵襲的処置用の装置は伝染性疾患を伝染させるという危険性に起因して

使い捨て品とみなさなければならないという事実により、コストという局面は更に強調される。ケーブル及びコネクタのコストは更に抑えられ、更には無くすることができると、大きな節約が可能である。

【0010】米国特許第4,026,276号に開示されている種類の受動センサに伴う別の問題は、一方の送信機・受信機と他方のセンサとの間の望ましくない電磁結合である。この結合は、電源及び信号伝送が機能的に分離されていないことによるものである。この問題の意味は、システムの出力信号がセンサの位置によって影響されるということであり、これは明らかに望ましくない属性である。

【0011】この問題は、電源をセンサ及び回路に提供するために用いられる周波数以外の周波数において動作する局所送信機を備える能動電子回路をセンサに追加することにより克服することができる。これにより、無線電力供給の機能が、信号送信の電力供給から分離され、その結果として、出力信号はセンサの位置による影響を受けないはずである。かかる解決策は、R. Puerstによる「Linking sensors with telemetry: Impact on the system design」(8th Int. Conf. Solid State Sensors and Actuators, Transducers-95論議事録、Stockholm Sweden, June 25-29, 1995, Vol 1, pp47-50)に記載されている。しかし、この解決策の欠点は、ガイドワイヤを備えた医療的使用に望ましいサイズに小型化することが困難であるという点である。更に、この種の広帯域システムは、電磁干渉及び妨害を受けやすい。

【0012】

【発明が解決しようとする課題】したがって、生理学的変数を侵襲的に測定するよう、被験者の生体内に配置されたセンサと通信するための、センサの位置ならびに電磁干渉に対する感度が低い改良された通信システムに対する必要性がある。

【0013】

【課題を解決するための手段】本発明の目的は、上述した問題を克服するための装置を提供することにある。この目的は、特許請求の範囲の請求項1に記載の受動バイオテレメトリ・システムを用いて達成される。

【0014】本発明によれば、極度に小型の寸法の単一のシリコン・ダイ上に集積可能であり、0.4 mmの外径を有するガイドワイヤの利用可能な空間内には移植用の別個のプレート上に収容してパッケージ化することが可能な少数の個別コンポーネントしか必要としないトランスポンタ・ユニットを形成する電子回路が提供される。あるいは、このトランスポンタ・ユニットをインプラントとして生体に挿入してもよい。本システムは狭帯域幅で動作するため、電磁妨害に敏感ではない。位置にも、また媒体の伝送特性の精密な制御にも敏感ではない。更に、本システムは、センサを生体外の環境に接続するためのケーブル及びコネクタの必要性をなくす。

【0015】本発明の適用性の更なる範囲は、以下に記述される詳細な説明から明らかになる。しかし、詳細な説明及び特定例は、本発明の好ましい実施の形態を示しながら、例示としてのみ与えられる。本発明の精神及び範囲内の様々な変更及び変形は、この詳細な説明から当業者に明らかになる。本発明は、例示としてのみ与えられ且つ本発明を制限するものではない添付図面を含む、本明細書に与えられる詳細な説明から一層完全に理解されよう。

【0016】

【発明の実施の形態】本発明は、人体又は動物の体内に配置されたトランスポンタ・ユニットが、信号搬送ケーブルや物理的なコネクタを使用せずに、かつ電磁干渉に対する感度を低減して、生体外にある電子機器と通信できるようにするシステム・アーキテクチャを提示する。これは、測定すべき生理学的変数の指示を伝達するという新規の原理を用いて達成され、該原理はマイクロセンサ回路の正確な位置に対する感度を低減する。

【0017】本発明によるシステムにおいては、狭帯域幅高周波電力が被験者の生体外のソースから放射されて部分的に吸収され、トランスポンタ・ユニットへの電源として用いられる。トランスポンタ・ユニットは変調器ユニット及びセンサ・ユニットを備え且つ被験者の生体内に配置される。変調器ユニットは、測定される生理学的変数にตอบสนองしてセンサ・ユニットによって制御されるパターンに従って電磁界吸収を変更し、これによって該生理学的変数を表すよう設計される。本システムは、生体外に配置され且つ前記電磁界吸収の記録に有効である受信機ユニットを備える。

【0018】本発明によるトランスポンタ・ユニットは、血管内の測定（例えば、心臓疾患診断のため）、眼圧測定、脳内また脳周辺部の測定、大動脈瘤測定等、ある範囲の侵襲的測定の適用に有用である。トランスポンタ・ユニットは、ガイドワイヤ又はカニューレ等の細長部材に取り付けても、又は移植可能な自蔵ユニットであってもよい。

【0019】トランスポンタ・ユニットのセンサ・ユニットはそれぞれは新規ではなく、「An IC Piezoresistive Pressure Sensor for Biomedical Instrumentation」(Samann, K. D. Wise, J. D. Angell, IEEE Trans. Biomed. Eng. Vol. BME-20(1973), pp101-109)に記載の抵抗センサ、又は「A Monolithic Capacitive Pressure Sensor with Pulse-Period Output」(C. S. Sander, J. W. Knutti, J. D. Meindl, IEEE Trans. Electron. Devices Vol. ED-27 (1980), pp927-930)に記載の容量センサ等、任意の適宜のセンサ装置を含み得る。

【0020】トランスポンタ・ユニットの変調器ユニットは、センサ・ユニットからの出力を監視し、センサ・ユニットからの出力に基づき、吸収された電力を時間的に符号化する変調を行う。即ち、変調の程度は、センサ

の状態を表す信号に従って時間的にする。予め選択したアルゴリズムに従って行われるこの時間的な変調は、センサ・ユニットにより感知され且つ時間領域へ変換される生理学の変数の符号化情報を表す。この変調は被験者の生体外部で検出され、使用しているアルゴリズムが既知であるため、情報は、生理学の変数のレベルを表す値に容易に変換される。

【0021】図1を参照すると、本発明による通信システムの一つの実施形態は、送信機ユニット1、トランスポンダ・ユニット2及び受信機ユニット3を備える。送信機ユニット1は、挟帯域発振器4と、増幅器5と、アンテナ6とを備える。略一定の振幅及び周波数の高周波の波101が、発振器4の動作周波数においてアンテナ6によって発せられる。

【0022】発振周波数を一定又は制御可能な周波数に制御かつ維持するため、水晶共振板17等の適宜の制御手段が含まれる。水晶を用いることで、 $10^{-6}$ 以上の周波数安定度を保証することが可能である。これは、システムの電磁干渉に対する免疫のためにも、またシステムから他の電子機器に誘導される望ましくない干渉を防ぐためにも、重要である。

【0023】システムは通常、動作幾何学的距離、精度要件等に応じて、約0.1~10Wの高周波電力101を放射するよう設計される。動作周波数は、100MHz~10GHzの範囲にあり、典型的には約400MHzであり得る。図2の概略図は、時間の関数として、送信された電圧を非スカラ的に示す。

【0024】図1のトランスポンダ・ユニット2は、送信機ユニット1が生成した電力を局所電圧に変換する手段を備える。トランスポンダ・アンテナ7の電位とは異なる電位における接地電極を定義することができるならば、単一のワイヤ即ちトランスポンダ・アンテナ7は、電力を容量的に受信すると、変換手段として動作することができる。伝送媒体に正味電位勾配があると直ちに、トランスポンダ・アンテナと接地電極間に電圧差が生じる。したがって、ガイドワイヤの芯線の一部の単一のワイヤは、接地電極とともに、特にワイヤ長と同じ桁の波長に対応する高周波において、電磁波に対する変換要素として機能することができる。

【0025】アンテナ7の端子と中性の接地18との間に現れる電圧は、例えば非常に高い周波数の場合にはショットキーダイオード、又はより中程度の周波数の場合にはPN型半導体である、整流器9に入力される。整流された電圧は、低域フィルタ10を通過して、マイクロセンサ11及び変調器12の供給電圧として働く。低域フィルタ10とマイクロセンサ11間の信号102は、時間の関数として一定の整流された電圧102を示す図3に概略的に示されている。

【0026】マイクロセンサ11は、測定する圧力、流れ、温度等の生理学の変数にตอบสนองし、変数に対応する出

力信号を提供する。これは、センサ設計の十分に確立された実施に従って、抵抗性、容量性、圧電的、ピエゾ電気的又は光学的な動作原理で動作し得る。

【0027】変調器12は、特定の方式又はアルゴリズム、例えばパルス幅変調(PWM)、周波数変調(FM)等に従って、マイクロセンサ11の出力信号を時間的に符号化された信号に変換する。変調は、スイッチ8を介してトランスポンダ・アンテナ7にフィードバックされる。変調器12からの出力信号103は、図4に概略的に示される。図4に示すように、出力信号は、時間T1まではオフである。時間T1とT2の間、出力信号はオンであり、その後、再度オフになる。時間T3において再度オンになり、以下同様である。

【0028】したがって、トランスポンダ・ユニット2によって吸収される電力は、スイッチがオン状態にある状態であるときに吸収が異なるよう、スイッチ8の作用により影響される。この電力吸収における差は、受信機ユニット3で検出されるように、送信機ユニット1から発せられる電磁界の変動としても示される。このため、受信機ユニット3によって検出される高周波電圧104は、図5に示すように、T1とT2との間の期間に高いレベルHLを示し、T1の前及びT2とT3との間の期間には低いレベルLLを示す。

【0029】これは、送信された電磁界に重畳された被測定変数の情報を、受信機ユニットの復調器により抽出可能とする。これによって、図6に示すように、トランスポンダ・ユニットにおける変調器12からの出力信号103と略同じ時間的特性を有する信号105が生成される。即ち、変調器12からの信号103及び復調器15からの信号105について、「ハイ」から「ロー」への各変化が略同じ時点で発生する。これにより、信号に含まれる時間的情報を抽出することができる。

【0030】図5の概略的な波はスカラではないことに留意されたい。典型的には、トランスポンダ・ユニット2は、送信機ユニット1が放射する総エネルギーの0.1~1%を吸収し、この部分のうち、スイッチ8を介して提供される変調範囲は、典型的には、その1~10%である。

【0031】生理学の変数の測定を、高周波電圧の高い又は低い吸収の1つ又はいくつかの間隔で表される特性値に変換するための、任意の有用なアルゴリズムを選択し得る。例えば、変調器12は、被測定変数に正比例する期間にスイッチ8を閉じるように成し得る。もちろん、変数は、選択した間隔で繰り返し測定することができる。各測定毎に変調器を初期化して、適切な時間長にわたってスイッチが閉じられる。代りに、変調器12が、測定変数の所定レベルに対応して、所与の期間にわたって、選択した回数だけスイッチ8を閉じるように、測定値を周波数符号化してもよい。

【0032】変調器12は、典型的には、低電力消費の

ためCMOS（相補形金属酸化膜半導体）技術で設計されることが好ましいデジタル論理順序回路からなる。スイッチ8は、変調回路、動作周波数等に応じて、バイポーラトランジスタ又は電界効果トランジスタである単一のトランジスタであり得る。

【0033】トランスポンタ・ユニット2は物理的に小型化され、非常に小さな寸法の1つ又は少数のコンポーネントにすることができる。例えば、マイクロセンサ11は、シリコンの表面加工で製造され、かつ $100 \times 100 \times 10$ ミクロン未満の寸法を有する容量性圧力センサであり得る。整流器9、低域フィルタ10、変調器12、及びスイッチ8を含む電子回路は、マイクロセンサとほぼ同じ寸法を有する別個のシリコン・ダイ上に一体化され得る。

【0034】トランスポンタ・アンテナ7は、図11を参照して後述するように、ガイドワイヤ構造の芯線51と一体化することが好ましいが、図13を参照して後述するように、インプラントに取り付けてもよい。ワイヤ結合又は「フリップフロップ」結合により、コンポーネント間の電気接続を効果的に行うことができる。

【0035】受信機3は、受信機アンテナ13、増幅器14及び復調器15を備える。復調器15は、変調器12のアルゴリズムと逆のアルゴリズムに従って、時間又は周波数符号化された信号をセンサ信号に変換する。受信機3は、信号を処理し提示するための手段16も備える。

【0036】増幅器14は、位相感応式、位相追跡式又は同期式の増幅器として文献において知られているタイプのものであることが好ましい。かかる増幅器の帯域幅は極度に小さくすることができる。本発明によるシステムは、電磁妨害の影響を最小に抑えるため、極度に小さい帯域幅で動作することが好ましい。

【0037】図8は、トランスポンタ・アンテナ71、ダイオード及びコンデンサを有する整流器73、容量センサ75、3個のインバータ76、77、78及び抵抗74を備えるトランスポンタ・ユニット72の一つの実施の形態の詳細な回路図の一例を示している。本回路は、 $R \times C$ により与えられる周期で動作する方形波発生器を形成する。但し、 $R$ は抵抗4のオーム単位での抵抗であり、 $C$ はセンサ75のファラド単位での容量である。したがって、周期は、測定された生理学的変数の値に対応する。CMOS技術において実施される場合、この回路は、極度に低い電流消費を有する。実際、主な電力消費は、切り替えの短い瞬間に発生する。この過渡が電力消費を増大するため、この瞬間を後述の外部復調器により遠隔的に検出し得る。

【0038】図9は、抵抗センサ85、ダイオード及びコンデンサを有する整流器87、演算増幅器81、他の2個の抵抗83、84、コンデンサ86及びトランスポンタ・アンテナ88を備えるトランスポンタ・ユニット

82の更に別の実施の形態の詳細な回路図を示す。図8を参照して説明した回路と同様に、図9における回路は、回路の受動コンポーネント、例えばセンサ85の抵抗によって周期が決定する方形波を発生する。

【0039】図7は、本発明による通信システムの第2の実施の形態を示す。トランスポンタ・ユニット22は図1のトランスポンタ・ユニット2に対応しており、トランスポンタ・アンテナ28、整流器29、低域フィルタ30、マイクロセンサ31、変調器32及びスイッチ33を備える。

【0040】図7の送受信機ユニット21は、高周波電力の送信機として、及び、トランスポンタ・ユニット22により吸収される電力の受動変調として提供されるセンサ信号の受信機として動作する。このため、送受信機ユニット21は、図1の送信機ユニット1と同様に、発振器23、水晶結晶板34、増幅器24及びアンテナ25を備える。更に、送受信機ユニット21はまた、図1の受信機ユニット3と同様に、復調器27と信号を処理して提示するための手段とを備える。

【0041】復調器27は、アンテナ25のインピーダンスの小さく且つ時間に依存する変動を検出するために用いられる。変調器32及びスイッチ33により引き起こされる電力吸収に変動がある場合、アンテナ・インピーダンスの変動は、十分に確立された可逆回路網の原理に従って導出される。

【0042】図10は、いくつかの生理学的変数を連続して測定して送信し得る、本発明による通信システムのトランスポンタ・ユニット42の一つの実施の形態を示す。図10には図示していないが、図1を参照して説明したものに対応する送信機ユニット及び受信機ユニット、又は、図7を参照して説明した送受信機もまた、この通信システムに含まれる。

【0043】調査対象である1つ又は若干の生理学的変数にそれぞれ応答する、選択した数のマイクロセンサ41、43、47が設けられる（図10には一例として3個を示し、追加のマイクロセンサを点線で示す）。各センサ41、43、47は、少なくとも1つの生理学的変数を表す信号をマルチプレクサ44に提供し、マルチプレクサ44は、順次に又は他の或る所定のルールに従って、各センサを変調器45及びスイッチ46に接続する。変調器45及びスイッチ46の動作原理は、上述した図1の変調器12及びスイッチ8と同様である。個々のセンサ41、43、47が変調器45に接続される順序は、変調器及びセンサ・ユニット42に含まれる自発発振器（図示せず）に基づくものであっても、あるいは、送信機ユニットからの電力放射に埋め込まれたアドレス指定ルーチンにより、例えば、電力放射の周波数又は振幅の変調によりトリガされるものであってもよい。したがって、センサからの監視値の伝送を制御するために、多くの構成が可能であり、かかる構成のすべてに共

通するのは、マイクロコントローラ 47 がマルチプレクサ 44 に接続されてアドレス指定ルーチンのデジタル制御を行うことである。

【0044】図 1 に示すように、マイクロセンサ 52 及び電力変換・変調回路 53 を上述のように備えるトランスポンタ・ユニット 151 は、ガイドワイヤ 50 の遠端に取り付けられている。芯線 51 は、ガイドワイヤの長さに沿って延びる。1本のワイヤ又は複数の撚り線からなり得る芯線 51 には、典型的には、位置決め中に血管が破裂する危険性を低減するよう、曲げ剛性を確実に減じるため、直径を減じたセクション 55 が設けられる。同じ理由により、ガイドワイヤの先端 56 が典型的に丸められる。コイル 57 は、直径を減じたセクション 55 を覆い、略均一な外径を有するガイドワイヤの遠端を提供する。

【0045】トランスポンタ・ユニット 151 は、芯線のセクション 55 における溝部 53 に搭載され、芯線を介して大地電位をトランスポンタ・ユニットに提供するために、芯線 51 に電気的に接続 154 される。

【0046】プラチナ等の電波不透過性材料のコイルワイヤ・セクション 54 は、ガイドワイヤ・セクション 55 の一部の周囲に螺旋状に巻きつけられ、トランスポンタ・ユニット 151 を覆うと同時に、コイル 57 と同様、ガイドワイヤの遠端の外表面の一部を形成する。コイルワイヤ 54 は絶縁層 155 により芯線 51 から絶縁されるとともにトランスポンタ・ユニットに接続され、図 1 の電力変換トランスポンダ・アンテナ 7 を参照して説明したような電力変換手段として機能する。したがって、芯線 51 及びワイヤ 54 が空間的に異なる場所を占めるため、上述した送信機又は受信機ユニットが起動される場合のように電界勾配が存在すると、芯線 51 とワイヤ 54 との間に電圧が生じる。

【0047】図 1 には、ガイドワイヤ 6 に搭載したトランスポンタ・ユニット 61 を用いて被験者 62 を検査する、本発明によるシステムの一使用例を示す。ガイドワイヤ 6 は大腸動脈に外科的に挿入され、トランスポンタ・ユニット 61 が心臓内に配置されて、局所心電図測定が可能になるまで進められる。被験者 62 の外部には、アンテナ 64 を備える送受信機ユニット 63 が置かれる。送受信機ユニット 63 は、信号処理及び提示ユニット 65 に接続される。信号処理及び提示ユニット 65 は、当業者には明白であるように、適切なインタフェース回路を有するパーソナルコンピュータ等、任意の適切な多目的装置であり得る。

【0048】トランスポンタ・ユニットは、ガイドワイヤに取り付ける代わりに、図 13 に示すように、インプラント 160 として生体内に挿入される基板 162 に取り付けてもよい。インプラントは、回路ならびにインプラントを取り巻く生体組織を保護するシリコン樹脂等の保護封入材料 164 で覆われている。トランスポンダ・

アンテナの異なる実施の形態について説明したように、トランスポンタ・ユニットに接続され且つ生物組織に許容し得る材料から製造されたトランスポンダ・アンテナ 167 が、封入材料を貫通する。もちろん、センサを含む、基板のトランスポンタ・ユニットは、本明細書で説明した任意のものでよい。

【0049】インプラント 160 は測定サイトに配置され、適宜の取り付け手段により固定される。このような取り付け手段の一例は、インプラントを貫通する穴として図 13 に示され、この穴を用いて、インプラントを縫合して留める。このような他の取り付け手段は、クランプ又はフック様突起であり得る。

【0050】したがって、本発明によれば、周波数掃引を用いて生理学的変数を示す共振周波数を決定する従来のシステムとは反対に、一定の予め選択された搬送周波数を用いて、生理学的変数の情報が決定される。その代わり、情報は、時間又は周波数の変調の形態で一定の搬送周波数に重畳される。

【0051】本発明によれば、搬送周波数が、トランスポンタ・ユニットの動作のためのエネルギーをも提供する交流電磁界により、生体内に配置されたトランスポンタ・ユニットに提供される。トランスポンタ・ユニットは、センサのサイトにおいて少なくとも一つの物理的パラメータにより決定されるように、印加された電磁界と相互作用する。物理的パラメータの値を表すパターンにより電磁界強度の変化として観察可能な相互作用は、生体外で監視されて復調ユニットによって解釈される。このように、測定されたパラメータ値の通信は無線で行なわれるため、ガイドワイヤに沿ったコネクタ及びワイヤの必要性がなくなる。

【0052】本発明により、多くの利点が得られる。したがって、必要な電子回路は、極度に小型の寸法の単一のシリコン・ダイ上に一体化され得、少数の個別のコンポーネントしか必要としない。必要なすべてのコンポーネント全体を、0.4 mm 以下の外径を有するガイドワイヤの利用可能な空間内に収容してパッケージ化することが可能である。また、本システムは狭帯域幅で動作するため、電磁妨害に敏感ではない。更に、送信機の位置にも、また媒体の伝送特性の精密な制御にも敏感ではない。

【0053】本発明は上記詳細な説明に関して多様に変化し得る。かかる変形は、本発明の精神及び範囲からの逸脱とみなされるべきではなく、当業者には明白なように、特許請求の範囲内に包含されるものとする。

#### 【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明による通信システムの第 1 の実施の形態のブロック図である。

【図 2】本発明による通信システムの送信機から送信される高周波電力の概略図である。

【図 3】本発明による通信システムのトランスポンタ・

ユニットにおける整流された電圧の概略図である。

【図4】本発明による通信システムのトランスポンダ・ユニットにおける変調器からの出力信号の概略図である。

【図5】本発明による通信システムの受信機ユニットによって受信される高周波電力の概略図を示す。

【図6】復調された出力信号の概略図である。

【図7】本発明による通信システムの第2の実施の形態のブロック図である。

【図8】本発明による通信システムのトランスポンダ・ユニットの一つの実施の形態の回路図である。

【図9】本発明による通信システムのトランスポンダ・ユニットの別の実施の形態の回路図である。

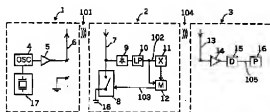
【図10】いくつかの生理学的変数を連続して測定して送信し得る、本発明による通信システムのトランスポンダ・ユニットの一つの実施の形態のブロック図である。

【図11】トランスポンダ・ユニットを備えたガイドワイヤの遠端の断面図である。

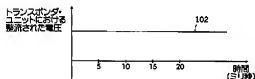
【図12】本発明によるシステムの使用時の概略図である。

【図13】本発明によるインプラントの概略断面図である。

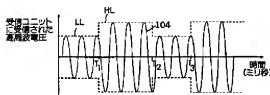
【図1】



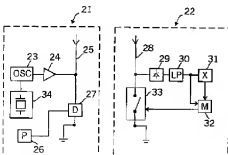
【図3】



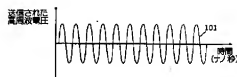
【図5】



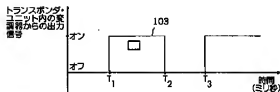
【図7】



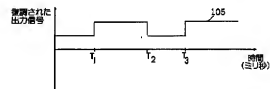
【図2】



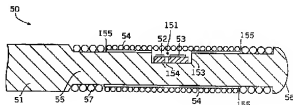
【図4】



【図6】

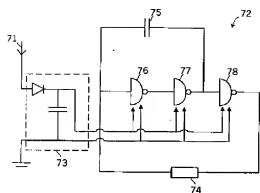


【図11】

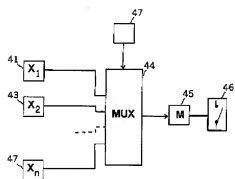




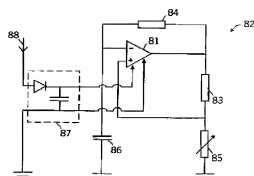
【图 8】



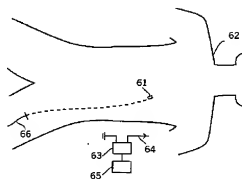
【图 10】



【图 9】



【图 12】



【图 13】

